

**REMARKS**

Please reconsider the application in view of the above amendments and the following remarks. Applicant thanks the Examiner for carefully considering this application and for indicating that claims 11-16, 18-25, and 31 contain allowable subject matter.

**Disposition of Claims**

Claims 1-34 are pending in this application. Claims 1 and 32 are independent. The remaining claims depend, directly or indirectly, from claims 1 and 32.

**Rejection(s) under 35 U.S.C. § 102**

Claims 1-3 and 32 are rejected under 35 U.S.C. § 102(a) as being anticipated by US Patent No. 6,885,801 ("Shankar"). This rejection is respectfully traversed.

Applicant notes that in the Advisory Action mailed June 22, 2009, the Examiner acknowledges that the conception date for the present invention occurred before the priority date of the Shankar reference. Applicant thanks the Examiner for considering the revised 37 C.F.R. § 1.31 Declaration ("revised Declaration") previously filed and acknowledging the present invention's earlier conception date.

However, with respect to diligence, the Examiner continues to assert that the exact date of reduction to practice and the evidence showing diligence is lacking. In response, Applicant respectfully points out that the exact date of reduction to practice is the constructive reduction to practice performed by filing the foreign application to which the present application claims priority, on July 18, 2002.

Further, the Examiner asserts that the evidence documents submitted are not translated. In response, Applicant hereby submits translations of relevant portions of five of the ten original

evidence documents submitted on June 2, 2009. A spreadsheet provides the name, date, and title of each document of which portions have been translated. Translations were made by co-inventor Aymeric Perchant. The translated portions correspond directly to material discussing image processing, which is the concept of the present invention.

Further, the Examiner admits in the Advisory Action dated June 22, 2009, that the last page of the laboratory notebook page indicate that the algorithm was still being “tweaked.” Applicants assert that this supports Applicants’ position that diligence continued after August 2001 (when the laboratory notebook pages end) and was carried through until the filing of the foreign patent application on July 18, 2002. As evidence of furtherance of the concept of the present invention, the translated diligence documents show diligence from November 2001 (the earliest date of the documents provided) until March 2002 (the latest date of the documents provided).

The Examiner asserts that inventor Frederic Berier’s contribution is not shown in the revised Declaration. Applicant respectfully asserts that there is no requirement in the rules under MPEP § 2138.06 that each inventor’s contribution be shown when proving diligence. Further, each inventor’s contribution does not have to be equal. *See* MPEP § 2138.06.

In view of the above, the Applicant asserts that all evidence required by the Examiner, including translated pages of relevant laboratory notebook pages clearly showing a date of conception, and diligence evidence, is submitted by this reply. Accordingly, favorable consideration of the evidence documents detailing diligence from November 2001 to August 2002 is respectfully requested.

**Rejection(s) under 35 U.S.C. § 103**

Claims 4-5 stand rejected under 35 U.S.C. § 103(a) as being unpatentable over Shankar in view of NPL document “Hybrid Image Segmentation Using Watersheds and Fast Region Merging” (hereinafter “Harris”). Claims 7-10 stand rejected under 35 U.S.C. § 103(a) as being unpatentable over Shankar in view of Harris, and further in view of US Patent No. 4,926,257 (“Miyazaki”). Claims 26-30 and 34 are rejected under 35 U.S.C. § 103(a) as being unpatentable over Shankar in view of US Patent No. 5,764,809 (“Nomami”). For the reasons set forth below, these rejections are respectfully traversed.

Each of the aforementioned §103 rejections are based on Shankar as the primary reference. As described above, Shankar is not valid prior art to this application, as evidenced by revised Declaration filed on June 2, 2009, and the translations of relevant portions of the diligence documents. In view of the above, Shankar may not be used to support the aforementioned 35 U.S.C. § 103 rejections. As the various secondary prior art references admittedly fail to teach all of the elements of the claims, as is evidenced by the fact that they are cited solely to teach specific features recited in dependent claims, it is clear that the various secondary prior art references, whether considered alone or in combination, cannot render the claims of the present application obvious.

In view of the above, withdrawal of the aforementioned rejections with respect to the dependent claims is respectfully requested.

**Conclusion**

Applicant believes this reply is fully responsive to all outstanding issues and places this application in condition for allowance. If this belief is incorrect, or other issues arise, the Examiner is encouraged to contact the undersigned or his associates at the telephone number listed below. Please apply any charges not covered, or any credits, to Deposit Account 50-0591 (Reference Number [17542/005001]).

Dated: September 8, 2009

Respectfully submitted,

By 

Jonathan P. Osha  
Registration No.: 33,986  
OSHA · LIANG LLP  
909 Fannin Street, Suite 3500  
Houston, Texas 77010  
(713) 228-8600  
(713) 228-8778 (Fax)  
Attorney for Applicant

Attachments (Translations of diligence documents)

Filename	Month	Date	Title	Authors	Description/link with image processing	Translated pages
MEMO_acquisition NOV2001.ps	11	2001-11-27	Image Acquisition in November 2001	Georges Le Goulher	Image Acquisition protocol with the tomoscope prototype to acquire proper raw image for image processing testing.	Objective, the protocol
MEMO_devlog.ps	2	2002-02-01	Software Development	Georges Le Goulher	Software architecture, including image processing.	Intro, section 6, drawing
ManuelUtilisation V1.2	2	2002-02-04	Cellvizio User Guide V1.2	Georges Le Goulher, Aymeric Perchant	Software guide as a web page. Screenshots show the fiberdetect functionality, the background subtraction.	Application.hint: Sec. 3
ReferenceImageCell-2002-02-07.ps	2	2002-02-07	Reference Guide of ImageCell module	Aymeric Perchant	Image reconstruction. Results from the Nov. 2001 database and algorithm block-diagram are shown. First release.	Page 5 to 23
FMODIF_interface cellVizio.ps	3	2002-03-18	Functional Requirement of Software Interface for Software prototype	Georges Le Goulher, Aymeric Perchant	Requirements of the first software prototype controlling the tomoscope, former name of Cellvizio prototype device, and including image processing capabilities.	Introduction, page 2, par on Image Processing

# MODIFICATION DE L'INTERFACE GRAPHIQUE DU MODULE D'ACQUISITION CELL-VIZIO

Auteur du mémo : Florence Meusburger

Date : 11 03 2002

Diffusion : Interne

Section : développement informatique

Version : *Révision* : 1,5

Référence du document : \$Id: PROJET\_interface\_cellvizio.tex,v 1.5 2002/03/18 12:51:19 flavusone Exp \$

## 1 Introduction

Ce document est le cahier des charges des modifications à apporter à l'interface graphique actuelle du module d'acquisition des images, dans le cadre de la mise en conformité du prototype avec la réglementation applicable (APAVE).

## 2 Modifications :

### Lancement et sauvegarde de l'acquisition d'images :

Seuls deux boutons permettant de commander l'acquisition des images : la bouton *Start/Stop* et le bouton *Paramètres*. On supprime le bouton *Param*/Continue qui n'a pas grand intérêt pour l'utilisateur standard.

Langue : Il faudrait que l'interface soit disponible dans diverses langues : l'utilisateur choisirait celle souhaitée. Pour l'instant, l'anglais est imposé.

### Paramètres électroniques :

Les paramètres électroniques une fois réglés n'ont plus besoin d'être modifiés. C'est pourquoi, la fenêtre de paramètres électroniques n'est plus accessible. On ne peut plus accéder à la configuration. Mais, il faut pouvoir modifier ces paramètres en cas de dérèglement. L'entrée "Paramètres" du menu "Calibration" entraîne l'ouverture d'une fenêtre de modification des paramètres électroniques. L'accès à cette fenêtre doit être limité aux personnes autorisées. Pour cela, deux possibilités : - On peut mettre en place un système de login au lancement de l'application permettant de différencier les utilisateurs. On distingue deux "types" d'utilisateurs de l'application : le "simple utilisateur" et "l'administrateur". Seuls les "administrateurs" ont accès à la fenêtre des paramètres. C'est implique qu'un utilisateur se charge de créer un compte utilisateur pour l'application, qui est le même contraignant. Cependant, cela permettrait de garder la trace dans un fichier des différentes actions des utilisateurs, mais est-ce vraiment utile ?

Modification of the graphical interface of the acquisition module for  
the Cell-vizio

Author: Florence Meusburger

Date: March, 11th, 2002

## 1. Introduction

This document in the specifications of the modification of the current graphical interface of the Cell-vizio prototype, for the conformance of the prototype with current regulations (APAVE).

- Une autre solution consiste à demander un mot de passe à l'ouverture de la fenêtre des paramètres. Seuls les détenteurs du mot de passe ont accès à la fenêtre des paramètres. Ce mot de passe est entré une seule fois, à la première ouverture de la fenêtre.

La fenêtre des paramètres ressemble fortement à la zone des paramètres actuelle. Le bouton **send** est supprimé (pour éviter d'oublier...) ; tout changement entraîne la modification immédiate de l'électronique. L'utilisateur a la possibilité d'enregistrer une configuration de paramètres avec le bouton **save**, configuration qui sera automatiquement chargée au lancement de l'application. Suite à des modifications des paramètres, il peut redarguer la configuration sauvegardée avec le bouton **load**. Celui-ci finit par rester ouvert pendant l'acquisition.

Certaines paramètres électroniques sont dépendant directement accessibles dans la fenêtre principale du module d'acquisition et modifiables par tous utilisateurs : la résolution de l'image (640x640, 512x512, ou 384x384), et le "horizontal line shift". Leur modification est prise en compte instantanément.

#### Tratements d'images :

La fenêtre de traitement d'images est conservée ; l'utilisateur a le choix du nombre d'images à "buffériser". Il peut lancer l'acquisition de fond avec le bouton **Background**, soustraire le fond avec le bouton **Subtraction**, et lancer le traitement d'une image avec **ImageCell**. En revanche, l'évolution des boutons **FiberDetect** et **TempMean** va dépendre de la faisabilité de traitements en parallèle de l'acquisition.

Il est possible de sélectionner une image à traiter, à l'aide d'un bouton **ImageCell**. L'utilisateur peut alors placer un système qui au cours de l'acquisition, détermine et la détection des fibres estimées auparavant sont correctes, ou si elle doit être refaite. Ainsi, on détecte les fibres au lancement de l'acquisition, puis quand le système le juge nécessaire, suite à l'accord de l'utilisateur. Le bouton **FiberDetect** sera alors supprimé.

Pour la moyenne temporelle, l'idéal serait de la calculer régulièrement et de la soustraire aux images acquises ; il reste à déterminer si on a le temps de le faire en temps réel... Si on ne le fait pas, on aura des images avec une "bague blanche" ; la moyenne sera soustraite et le bouton **Subtraction** sera enfumé.

Ainsi l'interface ne contiendra plus que quatre boutons de traitement : **Background**, **Subtraction**, **TempMean** et **ImageCell**.

#### Sécurité laser :

L'acquisition démarre le soft, le laser est automatiquement éteint. L'allumage du laser s'effectue deux secondes après le lancement de l'acquisition avec **start**, pendant lesquelles un message clignotant "laser on" apparaît à l'écran. Pendant ces deux secondes, la procédure d'activation de l'émission laser peut être interrompue par un **stop**. Puis un témoin bien bon visible à l'écran indique que le laser est allumé, pendant toute la durée de l'émission. L'appui sur le bouton **stop** entraîne l'arrêt du laser.

#### Sauvegarde du fonctionnement du logiciel :

Il serait intéressant d'enregistrer dans un fichier quand se produisant combien de temps le logiciel a été utilisé, ainsi que les exceptions générées au cours de l'utilisation du logiciel ; ceci afin d'estimer le bon fonctionnement du logiciel et de déceler les bugs.

#### Améliorations à apporter au viewer :

- améliorer la vitesse de lecture des images ;  
- trouver un moyen de diminuer le sautillage engendré par la visualisation d'un film.  
- dans la ViewPalette, les sauts de la palette de couleur ne sont pas manipulables de manière intuitive. Pour l'instant, on fixe les sauts à l'aide de clics droit ou gauche de souris. Il serait

#### Image Processing:

The image processing window is kept: the user can chose the number of image to use in the buffer, he can launch the background acquisition using the background button, subtract the background using the subtraction button, and launch image processing using ImageCell. However, the evolution of the FiberDetect and TempMean buttons will depend on the technical feasibility of the processing during acquisition.

We should work on a system that could, during acquisition, assess if the fiber detection previously estimated is correct, or if it has to be re-estimated.

For the temporal averaging, the best would be to compute it regularly, and subtract it to the acquired images ; we still have to know if it can be done in real time... If yes, the TempMean button will become a "toggle button" : the averaging will be subtracted if and only if the button is enabled.

Therefore, the interface will contain more than four processing buttons: Background, Subtraction, TempMean and ImageCell.

peut être plus facile d'ajouter des "noirce" sur la ViewPhoto, matérialisant les entités.

- On ne peut pas zoomer sur le film officiel, car le film officiel a fini de trouver sa palette de couleur. Quand on affiche la palette associée à l'image ou au film ouvert, on suppose toujours que c'est une palette en niveaux de gris...
- permettre à l'utilisateur de choisir la zone à zoomer à l'aide de la souris. Pour l'instant, la zone zoomée est la région en haut à gauche de l'image. On peut par la suite se déplacer dans l'image zoomée à l'aide de la souris ou des flèches.



## Application Logicielle du Cell-VIZio

Software for Cell-VIZio (aka tomoscope in project)


### Introduction



L'application associée au Cell-VIZio peut être lancée à l'aide de l'icône **mkTEST**.  
L'application associe une fenêtre principale (mkApp) permettant de visualiser un browser (visualBROWSER), de lancer un module d'acquisition (modACQ), ainsi qu'un module de visualisation et de traitement (modPROCESSING).

### Scénario d'utilisation standard

1. Ouvrir l'application à l'aide de l'icône 

2. Cliquer à l'aide du bouton  "Patient". Entrer son identifiant. Cette action crée un nouveau "Patient" et initialise sa hiérarchie \$Name/Exam/Study1 ;

3. Sélectionner l'icône "Study1" dans la troisième colonne (noter que l'on peut retourner cette icône avec le bouton droit de la souris, ou créer une nouvelle étude à l'aide de l'icône  ) :

4. Lorsqu'une étude est sélectionnée, l'icône  devient active;

5. Cliquer sur cette icône pour lancer le module d'acquisition,




6. Une fenêtre de dialogue s'ouvre : entrer le préfixe des images que vous allez sauvegarder dans l'étude ou cliquer sur OK pour enregistrer les images avec le préfixe par défaut (im)

### Introduction


The Software associated with Cell-vizio is launched from the icon **mkTEST**.

The software presents a main window (mkApp) with a browser visualization (modBrowser), and can launch the acquisition module (modACQ) and a visualization module with processing (modPROCESSING)

### Standard use scenario

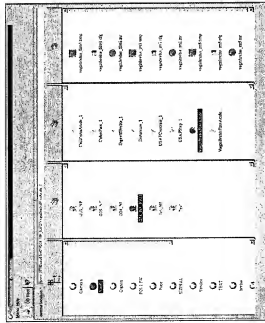
1. Open software using the **mkTEST** icon
2. Using button  create a new "patient". Enter his identification. This action creates a new "patient" and initialize the directories \$Name/Exam/Study1 in the folders.
3. Select the "Study1" in the third column (note that you can rename this icon with a right click on the mouse, or create a new one with the icon ).
4. When a study is selected, the icon  becomes active
5. Click on this icon to launch the acquisition module
6. A dialog window opens : enter the image prefix that you will use for storage, or click OK to use the default prefix.

7. The acquisition module is displayed full screen. Click on the **Start/Stop** button to launch acquisition
8. When the image is relevant, click on **Pause/Continue** (or the left button of the footswitch) to freeze the image and/or continue
9. Click on the **Save** button or on the right button of the footswitch to save the image with its image buffer. Is the **Save** button is used, a dialog box opens: enter the suffix for the image you want to save (e.g. sur) or **OK** for the default suffix (a number). If the footswitch is sued, a default suffix (number) is used.
10. After image saving, the acquisition resumes automatically
11. At the end of the session, click on the **Start/Stop** button to stop acquisition
12. Quit the acquisition module with the close button from the main menu to come back to the browser.
13. Double click on the image icon to visualize it in the modProcessing module.

7. Le module d'acquisition s'affiche en plein écran. Appuyez sur le bouton **Start/Stop** pour commencer l'acquisition.
8. Lorsque l'image est intéressante appuyez sur le bouton **Pause/Continue** (ou le bouton gauche de la pédale d'acquisition) pour faire un arrêt sur image et/ou continuer.
9. Appuyez sur le bouton **Save** ou sur le bouton droit de la pédale d'acquisition pour sauvegarder l'image ainsi que son image buffer. Si le bouton **Save** est utilisé, une boîte de dialogue s'ouvre : entrez le suffixe de l'image que vous voulez sauvegarder. (par ex. sur) ou **OK** pour un suffixe par défaut (un numéro). Si la pédale est utilisée un suffixe par défaut (un numéro) est utilisé.
10. Après sauvegarde de l'image l'acquisition reprend automatiquement.
11. En fin de session appuyez sur le bouton **Start/Stop** pour arrêter l'acquisition.
12. Quittez le module d'acquisition avec l'élément close du menu principal pour revenir au browser.
13. Double-cliquez sur une icône image  pour la visualiser avec le module modProcessing

## Présentation des différents éléments

1. Le module Browser (modBROWSER)



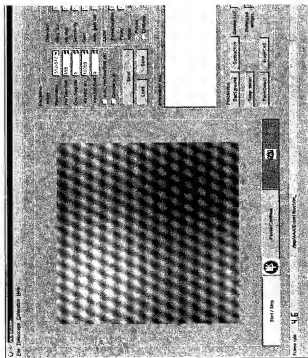
Le Browser permet de définir la hiérarchie de stockage des images acquises et d'accéder à ces images. Les images sont classées dans le répertoire de stockage de la façon suivante : la forme (dans la hiérarchie de répertoire) et peuvent donc être accédées par l'explorateur standard de Windows. La racine de la base étant donnée par une variable d'environnement MKTDROOT. Cette racine peut ensuite être changée avec le bouton DB Root en haut à gauche.

Le Browser contient 4 colonnes représentant 3 niveaux de hiérarchie. Le premier niveau (colonne de gauche) représente le niveau "Patient". La seconde représente le niveau "Exam". La troisième représente le niveau "Study". C'est dans les répertoires associés à cette troisième colonne que sont stockées les images obtenues lors d'une session d'acquisition. Les étiquettes "Patient", "Exam", "Study" sont données à titre d'exemple. Elles peuvent être remplacées par d'autres noms de répertoire pour s'adapter à la structure de données sur animal ou une hiérarchie du type : (Brevet) / (Tomo) / (Examen) / (Mouvement). La liste des images acquises apparaît sur la colonne de droite. 3 fichiers sont enregistrés lorsque le bouton Save est pressé :

- im\_000.jpg : il s'agit de l'image affichée à l'écran lorsque la sauvegarde a été effectuée.
- im\_000.cfg : il s'agit du fichier de configuration contenant les paramètres électroniques, et un éventuel commentaire texte associé à l'image.
- im\_000 sur gz : il s'agit de la série d'images contenues dans le buffer d'acquisition lorsque la sauvegarde a été effectuée.

## 2. Le module d'acquisition (modAcq)

## 2. the acquisition module (modAcq)



Le module d'acquisition permet de visualiser les images provenant du Cella-VZ20, permet de faire différentes opérations standard et agit sur image et de sauvegarde, permet également d'effectuer des commandes automatiques ou interactif de l'électronique associée au Cella-VZ20.

#### 1. Section "Lancement/Arrêt sur Image/Sauvegarde"



- **Start/Stop:** Start Permet de lancer l'acquisition: les images s'affichent à l'écran dans la zone image. Stop cesse l'acquisition.
- **Pause/Continue:** Permet de mettre en attente ou de reprendre l'acquisition.
- **Save (floppet icon):** Permet de sauvegarder l'image courante affichée à l'écran ainsi que le buffer d'images (N images précédant l'image courante). N est spécifié dans la zone "bufferized image" (voir section 2.2.2.2.2.2.2). Un code couleur permet à l'export d'avoir une idée sur la

contenu du buffer

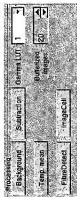
- **Image** : sauvegarde impossible (le buffer n'est pas plein)
- **Gamma** : sauvegarde possible (le buffer est plein) par contre toutes les images contenues dans le buffer n'ont pas été acquises avec le même jeu de paramètres électronique (un ou plusieurs Stand) ou les images n'ont pas été acquises avec le même jeu de paramètres électronique.
- **ImageCall** : sauvegarde possible (le buffer est plein) Les images contenues dans le buffer ont été acquises avec le même jeu de paramètres électronique.

## 2. Section "Status bar"



- **Frame rate** : Affiche le nombre d'images effectivement affichées à l'écran
- **Gamma** : Permet d'afficher la sauvegarde du fond (réflexion possible)
- **ImageCall** : Permet de sauvegarder les images acquises avec le même jeu de paramètres électronique. Ce composant peut être changé sans fermer le module : bascule vers le module browser (avec AZR-724 par exemple), change le 28 boutons avec le bouton correspondant, puis revient dans le module d'acquisition.
- **Progress bar** : Quand les traitements sont longs, une barre de progression s'affiche en bas à droite.

## 3. Section "Processing" (réservé Expert MKT)



- **"Background"** : Permet de faire une acquisition de la réflexion parasite en vue de faire une soustraction du fond
- **"Temp. Mean"** : Permet d'effectuer la soustraction du fond (réflexion parasite)
- **"Temp. Mean"** : Permet de calculer une moyenne temporelle à partir des images bufferisées
- **"Gamma LUT"** : Permet d'effectuer une transformation en gamma afin d'améliorer la lisibilité de l'image
- **"Bufferized Image"** : Permet de spécifier le nombre d'images gardées dans le buffer
- **"FiberDetect"** : Permet de lancer le processus de détection des fibres et de la calibration. Ce bouton prend en compte le fond acquis et le mode **Subtraction** est actif. Si le mode **Subtraction** n'est pas actif, le fond de l'image est estimé automatiquement. A la fin du traitement, l'image des fibres avec le taux d'injection normalisé est affichée. Une fibre blanche est toujours détectée et mise en évidence. Les fibres détectées sont alors utilisées pour reconstruire l'image de ce qui a été acquis par l'appareil, en corrigeant le vignettage de l'optique, et les défauts d'injection. Comme pour le bouton **FiberDetect**, le fond est pris en compte seulement si le mode **Subtraction** est actif. Dans le cas contraire, ce fond est estimé automatiquement.

## 3. Section "Processing" (for MKT expert only)

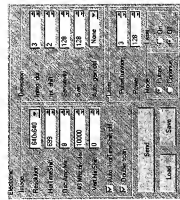
- **"Background"** : Permits the acquisition of the ghost reflexion for subtraction.
- **"Subtraction"** : Permits the subtraction of the background (ghost reflection).
- **"Temp. Mean"** : Permits the computation of the temporal averaging of the buffered images.
- **"Gamma LUT"** : Permits a gamma transform to improve image contrast
- **"FiberDetect"** : launch the process of fiber detection and calibration. This button uses the acquired background if the subtraction button is enabled. If the subtraction mode is disabled, the image background is automatically estimated. At the end of the processing the fiber image with the normalized injection rate is displayed. A white fiber indicates a good injection rate, a dark fiber a weak injection.
- **"ImageCall"** : this button is enabled if a "fiberdetect" was activated before. The detected fibers are used for image reconstruction of the acquired data, correcting optical vignetting and injection defects. Working like the fiberdetect button, the background is used only if the subtraction mode is enabled. Instead, the background is estimated automatically.

#### 4. Section "Information Box "



- Permet de rentrer un commentaire qui sera associé à l'image. Ce commentaire sera enregistré dans le fichier ".cfg" associé à l'image.

#### 5. Section "Electronic " (réserve Expert MKT)



Permet de régler de façon interactive (à l'aide du bouton Send) certains éléments du boîtier opo-électronique. Un contrôle automatique de certains paramètres peut également être réalisé. Le document de référence concernant cette section est [Coulombs201421030202.doc](#).



- "Timing\_duty": Intégration duration. (paramètre T2, chaîne 3, CommandesParLePortSerie.doc). Durée de la commande PM en période de l'horloge à 100 MHz.
- "Int\_shift": Intégration shift (paramètre T3, chaîne 3, CommandesParLePortSerie.doc) Pur rapport au front montant de l'impulsion laser, décalage en périodes de l'horloge à 100 MHz du début de la commande PM (cad. en sens inverse de la chaîne 3).
- "Servo\_gain": (DACA, chaîne 4, CommandesParLePortSerie.doc) Commande de la sensibilité du PM. Neut pas utilisé dans le cas de l'APD.
- "Gain": (DAGB, chaîne 4, CommandesParLePortSerie.doc) Gain de l'amppli de la carte PM.
- "Auto\_gain\_ctrl": Automatique gain control: contrôle automatique du gain. Peut être activé ou désactivé par une commande PM. Neut pas être utilisé avec l'APD.
- "Auto\_gain\_ctrl\_gain": Automatique gain control: Gain. Notez que ce contrôle peut être effectué en utilisant la puissance laser mais que celui-ci est désactivé pour l'instant.

### 3. Sous Section "Laser"

#### CONTROLE DE LA DIODE LASER- ATTENTION LASER



- "PulseDuration": (paramètre T2, chaîne 3, CommandesParLePortSerie.doc) : Permet de régler la durée de l'impulsion laser en périodes de l'horloge à 100 MHz (cad. en interval de 10 ns).
- "PulseWidth": (PulseWidth, chaîne 3, CommandesParLePortSerie.doc). Règle la minuscule de la diode laser de 0 à 255 (0 est l'absence de l'activation de la diode, 255 est proche de l'éclairement maximal). D'après les bilans courants, 255 correspond à une Puissance crête de 45 mW en sortie de la diode, soit 17 mW en sortie du triplet, soit 9 mW en sortie du guide.
- "Mode": (Côte, chaîne 3, CommandesParLePortSerie.doc) Pulse/Continue Permet de sélectionner entre le mode pulse et le mode continue.
- "Laser": OnOff(Côte, chaîne 3, CommandesParLePortSerie.doc) Met en route ou éteint la diode.

### 4. Sous Section "Boutons"





- "Send" Permet de transmettre les paramètres courants affichés dans l'interface au boîtier opticoélectronique pour qu'ils soient pris en compte.
- "Load" Permet de charger un fichier de configuration (tunescop.cfg) contenant un jeu de paramètres.
- "Save" Permet de sauvegarder les paramètres de commandes affichés dans l'interface dans un fichier de configuration (tunescop.cfg) pour une utilisation ultérieure.

La version CVS de ce fichier est :

Boomer : /home/boomer/serveur/utilisation/boisier/memo/boisier/application.hook.v 1.2  
2004-03-01 11:04:18 ajourner Page 9





## DÉVELOPPEMENTS LOGICIELS

Auteur du mémo : GLG

Date : 02 01 2002

Diffusion :

Section :

Sujet :

Version : *Revisión* : 1.2Référence du document : *File* : *RM00\_devlog.tex*, v 1.2 2002/01/02 18:15:01 georges Exp 8

## 1. Introduction

## 1 Introduction

Le but de ce document est de définir les développements logiciels à effectuer sur l'application principale du tomoscope **mktApp**. Le texte en italique répertorie des éléments non prioritaires. Les références aux M1, M2 etc.... font référence au CR de Membran Image avec le E. Borotto.

The aim of this document is to define the software developments tasks on the main tomoscope application **mktApp**. The italic text points the first priorities. The references M1, M2, etc.... are links to the meeting report on Images from E. Borotto.

## 2 Application Tomoscope : mktApp

## 2.1 Creation du Module de Visualisation : ModVisu

Le module de visualisation devrait être un composant Qt utilisable en tant que tel, utilisable dans le module d'acquisition *modAcq* (zone d'affichage) et dans le module de post-traitement *modProcessing*.

Le module de visualisation permet de visualiser une image fixe (8 ou 10 bits ou plus) de type BMP, PNG ou un film INR ou MNG (8 ou 10 bits ou plus) sous forme de séquence animée.

Opérations pour la visualisation (\*) :

- le module de visualisation permet de visualiser une image fixe (8 ou 10 bits ou plus) de type BMP, PNG ou un film INR ou MNG (8 ou 10 bits ou plus) sous forme de séquence animée.
- effectuer un zoom (avec les boutons + et -)
- translater l'image (avec les flèches)
- appliquer une LUT (niveau de gris ou fausses couleurs). L'ensemble des LUTs pourra être évolué (ajout facile de nouvelles LUTs). L'utilisateur peut agir sur les niveaux min et max pour faire un étirement (linéaire ou logarithmique). On peut également inverser les niveaux de gris.
- afficher l'information associée à l'image (M05) (commentaire contenu dans le fichier *cifg* si celui-ci est disponible). L'utilisateur doit pouvoir modifier le commentaire associé (est-ce que tout les utilisateurs peuvent le faire?). Cela permet à l'utilisateur de compléter et/ou rectifier l'information associée à une image.

*\*cf. display.exe*

- Faire un outil interactif permettant de tracer un trait entre deux points et d'afficher la longueur de ce trait.
- possibilité de sélectionner une zone pour y faire une opération (mesure de surface, histogramme...)
- afficher des règles sur les axes (indiquer des pixels ou coordonnées micrométriques)
- afficher les axes indiquant la position du curseur
- ouverture des menus de gta

#### Opérations pour l'export :

- exporter (enregistrer) l'image ouverte (avec application de traitements éventuels) dans un format adapté avec marquage MKY optimisé en tant que tel ou dans un traitement de texte en vue de l'impression à un rapport.

### 3 Modifications pour le module d'acquisition : modAcq

#### 3.1 Modifications identifiées

- Cf. Sourcecode
- Menu Démarrer/Fun : anglais
- M3
- M10

#### 3.2 Modifications à approfondir

- M117 (Remarque : influence sur le module de visualisation)
  - Intégration du module de visualisation : La zone d'affichage doit être remplacée par le module de visualisation.
  - M117 : la classe gta doit être remplacée par la classe gtaAcq et du traitement associé : (méthode del() de AcquisitionThread) : il faudrait optimiser les accès aux données et calculs effectués. Un flechart (sécours des données, calcul) précis devrait être représenté afin d'optimiser la boucle d'acquisition. Pour effectuer cette modification, il faudrait prendre en compte les besoins en TDI (cf section 6).
  - Choix de l'interface d'acquisition : On doit vouloir passer rapidement d'un type d'acquisition à un autre : mode simulé, mode AMCC, mode NI488, mode FireWire. Cela peut être fait à partir d'une classe générique (interface) et de différentes implémentations dérivées. La classe générique est à définir (elle peut par exemple contenir les méthodes open(), close(), reset(), getRawData(),...) voir dans le cas de la carte NI et du FireWire si cela est compatible.
  - On n'utilisera que les fonctions animales de la carte d'acquisition (getRawData(), les traitements de données) et les fonctions de la classe gtaAcq pour les données brutes. On peut être de faire passer les données brutes à la classe gtaAcq.
  - Fonctionnement en mode 10 bits : Ce problème est lié à la tâche précédente. En bref, il s'agit d'étudier les points suivants : Acquisition des données en mode 10 bits. Prise en main de la carte NI. Format d'empaquetage des données; Affichage des données (choix d'une LUT, d'un gamma); Diminution des données brutes avec les données affichées et/ou traitées.

### 4 Modifications pour le module browser : modBrowser

- Les modifications de ce module sont liées à la tâche de définition d'une base de données d'images (cf. ...).
- Parmi les points déjà évoqués :

### 3. Modification for the acquisition module: modAcq

#### 3.1 Identified modifications

#### 3.2 Modifications to be defined

### 4. Modifications for the browser module: ModBrowser

- Sauvegarde des données : il faut un utilitaire permettant de faire une sauvegarde aisée des images sur CDs. Il faut pouvoir extraire des paquets de 500 Mo correspondant à des images acquises à partir d'une date donnée.
- Droits d'accès aux données. On doit pouvoir visualiser les images à partir de différents postes de travail et de différents utilisateurs. On doit pouvoir effectuer des recherches et les retourner... des personnes qui consultent les images qui n'ont pas de droit.
- Prévisualisation : aujourd'hui dans le module browser toutes images ont la même vignette. On pourrait associer une vignette de prévisualisation à chacune des images (est-ce pertinent?)
- Recherche rapide d'images. On voudrait retrouver de façon rapide les images à partir de mots-clés, de dates, de lieux, de personnes... du fichier image et/ou des informations associées aux images (présent dans le fichier .cfg)

## 5 Modifications pour l'application : mktApp

- Problème de l'affichage module d'acquisition/browser/virtualisation. Lorsque l'on crée un nouveau module d'acquisition depuis le module browser, celui-ci n'apparaît pas en premier plan.
- Doit-on mettre un "setup" permettant de choisir la carte d'acquisition, l'affichage de certains éléments (mode expert ou mode utilisateur par exemple).
- Assistance au protocole d'acquisition : peut-on intégrer un contrôle actif d'un protocole dans l'application XML pour gérer l'ensemble des paramètres?
- Veille complémentaire : il faudrait regarder des applications similaires à celle que l'on doit développer pour s'en inspirer éventuellement. Qu'en est-il du web? De l'insertion dans un milieu médical?

## 6 Traitement de l'image : TDI

Les traitements d'images identifiés sont :

### 6.1 TTRQTR

- soustraction temps réel du fond lié à la réflexion parasite. Le module d'acquisition permet d'enregistrer le fond lié à la réflexion parasite en s'en calculer une moyenne temporelle. Ce fond est soustrait à l'image courante (soustraction point à point de l'image brute avec la moyenne temporelle du fond). Cela permet d'améliorer le contraste de l'image.
- Correction automatique du gain. Le gain est déterminé à partir d'un signal qui n'est valide que lorsque les paramètres d'acquisition du fond et de l'objet sont identiques (problème d'offset électronique, méconnaissance de la courbe de gain). On repère du talon? : influence par le module de virtualisation?
- Correction du décalage inter-lignes. Il s'agit d'un module utilisé par défaut (groupes paramétriques électroniques). Possibilité de le modifier.
- Mécanisme d'autocontrôle sur le type de moyennage pour être effectué, ce-ci justifie de laisser la possibilité à l'utilisateur d'appliquer d'autres types de moyennages?
- Correction automatique du gain. Il est encore peut-être utilisé aujourd'hui du fait des variations de signal liées à l'offset électronique. Il peut faire partie une image ou deux lors de l'acquisition. Evolution avec le nouveau boîtier?
- Virtualisation de l'acquisition... : scénario, interface et implémentation?
- Choisir avec ou sans détection des fibres?

## 5. Modification for the application: mkt App

### 6. Image Processing : TDI (initials for Traitement des Images)

Identified image processing are:

#### 6.1 TTRQTR (Traitement Temps Réel ou Quasi Temps Réel = Real time processing or nearly real time)

**Real time subtraction of the background due to the parasite reflections.** The acquisition module permits the storage of the background linked to the ghost reflection, and the computation of the temporal averaging. This background is subtracted from the current image (point to point subtraction between the raw image and the temporal averaging of the background). This permits the enhancement of the current image contrast. The user should be trained when the background acquisition. For the moment, the subtraction is only valid when the acquisition parameters of the background and the current image are identical (problem of the electronic offset, unknown gain control curve). **Should we talk about the footer offset? : influence on the visualization module?**

**Correction of the offset between lines: it is the default mode of operations (electronic parameters group). Evolution of the new electronics and the new box?**

**- Temporal averaging:** today, only this type of averaging can be applied. Is it meaningful to let the user apply other types of averaging?

**Automated gain adaptation:** it can still be applied due to the fluctuations of the signal linked to the electronic offset. One or two frames could be lost during acquisition.

**- Fiber detection, calibration, reconstruction... : scenario, interface and implementation?** Choice: with or without fiber detection?

## 6.2 TREAT

- Détection des fibres, calibration, reconstruction... : scénario, interface et implémentation ?
- Correction des distorsions géométriques : On peut envisager deux approches : une basée sur la géométrie (cf. chapitre 2) et une basée sur l'analyse de la déformation. Un champ de déformation est alors calculé (en  $X$  ou  $Y$ ). Ce champ est calculé ainsi que les informations nécessaires sont alors utilisées pour supprimer les distorsions sur l'image d'intérêt. On peut alors appliquer les outils spécifiques de mesure (interactifs) à l'image corrigée.

## 7 Question ouvertes

- Module ActiveX ou JavaBeans pour l'intégration de nos modules dans des applications tiers ?
- Exportation des données ?
- Valeur ajoutée ?

6.2 TREAT (Traitement Effectués sur un Arrêt sur Image = Processing done on a still image).

**Fiber detection, calibration, reconstruction:** scenario, interface and implementation ?

**Correction of geometrical distortions:** can we imagine a processing module in which we can input the necessary informations (cf. prototype software) and a distortion grid pattern image. A deformation field is computed ( $X$  and  $Y$ ). This processed field and the necessary informations are used to remove the distortions on the images. We can then apply the specific measurement tools (interactive ones) to the processed image.

## 7. Open questions

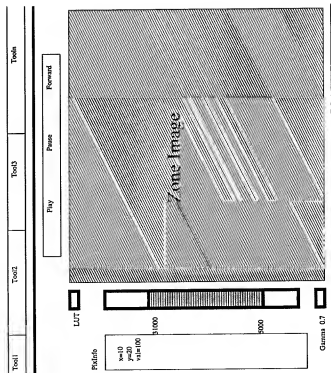


FIG. 1 - modVis



## MANUEL DE RÉFÉRENCE DU MODULE IMAGECell

Auteur : Aymeric Perchant

Date : 2002-02-07

## Reference Manual of the ImageCell Module

Author: Aymeric Perchant

Date : 7 Feb, 2002

### Diffusion : Interne

### Section : Informatique, image

Sujet : Manuel de référence de la partie libMKTPProcessing pour ImageCell. Ce manuel contient les informations de traitement d'images, de programmation C++, et d'utilisation.

Version : Revision : 1.1

Référence du document : \$Id: ReferenceImageCell.tex,v 1.1 2002-02-07 16:30:08 aymeric Exp \$

### Introduction

Ce document rassemble les différentes informations de référence pour le module principal Initial Image-Cell. Ce module contient les parties suivantes de traitement d'images :

- détection des fibres,
- estimation des flux reversus des fibres,
- correction des défauts de l'appareil (tels, fond, ...),
- calibration de l'appareil,
- estimation des paramètres.

Ces différentes parties seront abordées en détail dans chaque partie pour expliquer les algorithmes et les paramètres (chapitre 1), l'implantation de ceux-ci (2) et leur utilisation pratique (3).

Subject: Reference Manual of the libMKTPProcessing part of ImageCell. This manual contains informations on image processing, C++ software code and usage.

### Introduction

This document gathers different pieces of informations for the main software module entitled Image-Cell. This modules contains different parts of the image processing software:

- fiber detection
- estimation of the optical flow coming from the fibers
- compensation of the device artifacts (bias, background,...)
- device calibration
- image reconstruction.

- Those parts are addressed in details in each chapter to explain algorithms and parameters (chapter 1), their implementation (2) and their usage (3).

## Chapitre 1

# Traitement d'images dans Image-Cell

## Introduction

Cette partie décrit les algorithmes en commençant par la description générale, jusqu'aux boîtes élémentaires.

### 1.1 Schéma global

La figure 1.1 représente le schéma global du traitement. On peut distinguer quatre blocs, dont deux sont identiques, à une paramétrisation près. Il existe donc trois groupes de traitements qui sont les suivants :

**Détection des fibres** : ces traitements permettent de détecter et d'isoler chaque fibre sur une image, ainsi que d'analyser la structure d'agencement des fibres du guide d'images ;

**Estimation des flux** : une image brute de taille 640 640 20 (largeur, hauteur, nombre d'images temporellement) contient 8 mégapixels qui représentent l'information vue par 10000 ou 30000 fibres. Ce bloc permet d'isoler l'information effectivement vue par chaque fibre ;

**Calibration et reconstruction** : La connaissance de l'information vue par chaque fibre est ensuite traitée pour être reconstruite sous la forme d'une image débarrassée des défauts de l'appareil.

Chacun de ces trois blocs sont maintenant détaillés. Le prototypage des algorithmes décrits ici est détaillé dans le rapport de stage de Sandra Marti [7] ; nous renvoyons le lecteur à cette référence pour plus de renseignements sur la démarche de développement des algorithmes, notamment celui de détection des fibres.

Le bloc de gauche d'estimation des flux permet de mesurer le flux sur une image qui représente un objet aux propriétés constantes dans l'espace (un millier diffusant homogène ou un objet presque homogène en mouvement aléatoire, un miroir). La sortie de ce bloc est donc une image des taux d'injection dans chaque fibre, et qui en prend en compte l'indépendance de la chaîne.

Le bloc de droite d'estimation des flux permet de l'estimer pour un objet à observer, et à travers l'appareil. Le dernier bloc de calibration est une division de l'image des taux d'injection par l'image de l'objet observé. Cette opération permet de compenser les mauvaises injections dans certaines fibres. Puis l'image est reconstruite.

### 1.2 Bloc de détection des fibres

La détection des fibres s'organise autour de quatre traitements successifs :

- prétraitements,

## Chapter 1.

## Image Processing in Image-Cell

## Introduction

This part describes the algorithms beginning with their generic descriptions, until the individual elements.

### 1.1 General Schematic

Figure 1.1 presents the whole picture of the processing/ We can distinguish 4 blocks, with 2 identical blocks but their parameters. There exists 3 groups of processing:

**Fiber Detection**: this processing permits the detection and the segmentation of each fiber on an image, and the analysis of the spatial organization of the fiber bundle;

**Flow estimation**: a raw image, size 640x640x20 (width, height, number of temporal frames), that contains 8 mega-pixels representing the information viewed by 10,000 or 30,000 fibers. This bloc can isolate data seen by each fiber.

**Calibration and reconstruction**: The data seen by each fiber is then processed to reconstruct an image without artifacts from the device.

Each of the 3 blocks are detailed hereafter. The prototyping of the algorithms described here are described in the internship report of Sandra Marti ; we encourage the reader to read it for further information on the history of the algorithms, especially the fiber detection one.

The flow estimation left block permits the measurement of the flow on an image representing the spatially constant properties of a given object (a homogeneous diffusive medium, or nearly homogeneous object in random motion, or a mirror). The output of this block is an image of the fiber injection rate in each fiber, taking into account the whole chain of processing.

The flow estimation right block permits the measurement of an object observed through the device. The last block calibration is the dividing of the object image by the fiber rate image. This processing allows for the compensation of the heterogeneous injection in some fibers. Then the image is reconstructed.

### 1.2 Fiber detection block.

The fiber detection is organized around 4 sequential processing:

- preprocessing,

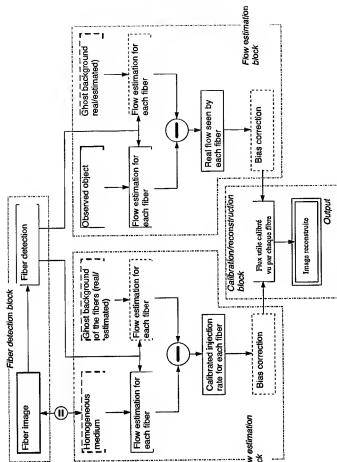


FIG. 1.1 - Schéma global du traitement. Les cadres gras représentent les entrées. Les cadres pointillés représentent les données ou les traitements facultatifs (biais, soustraction du fond...).

- ligne de partage des eaux (LPE) : la première segmentation par région,
  - séparation des fibres trop grosses (épi),
  - fusion des fibres trop petites (merge).
- Les deux dernières étapes peuvent être bouclées ; néanmoins une analyse de performance et de convergence doit alors être menée. Nous n'aborderons pas ce sujet pour le moment.

### 1.2.1 Prétraitements

Tous prétraitements réalisés sont les suivants.

**Diffusion anisotrope :** le but est de lier l'image dans les zones plates, c'est à dire les zones inter fibres. Le prototype fonctionnait mais n'utilisait pas la librairie Image, mais une autre librairie (celle utilisée par Sandra, issue de l'ENST). Le réglage de la diffusion est laissé à plus tard, lors de la prochaine release de la librairie qui contiendra de la documentation à ce sujet (Paramètre `! do011function`).

Interpolation 2 au plus proche voisin : on cherche à simuler des éléments structuraux de morphologie mathématique avec un rayon inférieur à un. L'image est doublée pour que l'ouverture qui suit ne touche pas aux maxima isolés, mais seulement ceux qui sont 8-connexes, mais non 4-connexes (voisins par une diagonale). L'intérêt est de faire une sélection des maxima afinés par l'ouverture. Paramètres [`.doz000`].

Document confidential - MAUNA KEA TECHNOLOGIES - 2002-02-07

6

**Fig 1.1 Schematic of the processing. Each bold box are data or optional processing (bias, background subtraction)**

**Numerical opening:** we want to erase spurious maxima located on the fibers. This is a standard pre-processing of watershed, possibly modified by the behavior of the size doubling maxima into minima.

## 1.2.2 First watershed

The watershed of fibrinimage needs the definition of proper landmarks in the image. We obtain landmarks as a minimum of the pre-processed image using h-domes. For minima, h-domes are defined for an integer  $h$  as a function  $f: Z \rightarrow Z$  for the image:

$$g = E_r(f + h) \quad f,$$

with  $E_a(b)$  being the geodesic reconstruction by erosion of  $b$  in  $a$ ,  $g$  is the set of h-domes, with  $h$  threshold to one to relieve all of them. We obtain the minima of depth at least equal to  $h$ . This  $h$  parameter is given by `hDomeWatershed`.

The result of the watershed is a connected component image containing the detected fibers. To avoid border problems, we glue component touching the borders to the borders. Those components are with the borders are set to the connected component with index 0, the reserved index for the background. Last, the connected components are re-organized to fill the holes, and are sorted with their sizes.

## 1.2.3 Split

The pre-processing, and the numerical opening are used to limit the main drawback of the watershed: oversegmentation. The effect is that several segments will gather several objects (the fibers). The first defect that we compensate for is the inevitable under-segmentation due to the processing, and even added by the pre-processing. The processing achieved here are: Selection of under-segmented suspected segment; we find the fibers the size of which is greater than a given threshold depending on the average normalized size (parameter `LowerSizeFactor`), and depending on the number of neighbors (`LowerSizeNeighborLimit`).

**Re-segmentation:** the selected segments are isolated and re-segmented either on the source image without pre-processing, or on a distance map inside those regions (parameter `LowerSizeReSegmentMethod`). In the first case, we suppose that the main defects come from the pre-processing, in the second case we suppose that they were here before, and that we want to split the segment based on the narrowing of the shape (shape of a peanut). The watershed is done on the same parameters as the first one.

## 1.2.4 Merge

Then we want to compensate for the main defect (for a watershed): oversegmentation. We want to merge segments. To do that, we do:

- preselection of merging candidates
- among them, find the ones that will be segmented (mandatory)
- among the other ones: eliminate the impossible fusions, and list the possible fusions.

**Ouverture numérique :** on cherche à éliminer les maxima parasites situés sur les fibres. C'est un pré-traitement classique de la LPE, mais éventuellement modifié par le comportement du doubleage de l'image expliqués précédemment.

**Inversion de l'image :** la LPE fonctionne à partir de minima, on inverse donc l'image pour transformer les minima en maxima.

L'opération d'interpolation et d'ouverture qui suit devrait pouvoir être remplacée par un nouvel opérateur de morphologie mathématique qu'il faudrait définir. Cela permettrait un gain important, puisque toutes les opérations suivantes se feraient sur une image de taille inférieure.

## 1.2.2 Premier watershed

Le watershed de la fibrinimage nécessite la définition de marqueurs dans l'image. Nous obtenons les marqueurs comme minima de l'image pré-traitée de minima [1].

Soit défini pour un entier  $h$ , une fonction  $f: Z \rightarrow Z$  représentant l'image concernée :

$$g = E_r(f + h) \quad f, \quad (1.1)$$

avec  $E_a(b)$  la reconstruction géodésique par érosion de  $b$  dans  $a$ ,  $g$  désigne l'ensemble des h-domes, qui l'on soit à l'infini de tous les récupérer. On obtient ainsi les minima de profondeur au moins égale à  $h$ . Ce paramètre  $h$  est donné par `hDomeWatershed`.

Le résultat de cette LPE est une image de composantes connexes représentant chaque fibre détectée. Afin de résoudre bon nombre de problèmes de bord on colle les composantes touchant le bord au bord lui-même. Ces composantes sont alors affectées à la région 0, qui est l'indice réservé au fond, et au bord.

Enfin, les composantes connexes sont réorganisées pour ne pas présenter de trous, et sont triées par ordre décroissant de taille.

## 1.2.3 Split

Les pré-traitements, et notamment l'ouverture numérique servent à limiter le défaut principal de la LPE qui est de sous-segmenter. En faisant cela, on a tendance à augmenter le nombre de segments qui vont englober plusieurs objets (ici, des fibres). Le premier défaut que l'on corrige est la sous-segmentation inhérente au traitement, mais surtout rajoutée par ces pré-traitements. Pour cela on effectue les traitements suivants.

**Sélection des segments suspects de sous-segmentation :** on trouve les fibres dont la taille est supérieure à un seuil donné, et on les isole.

**Re-segmentation de ces fibres :** on isole les fibres suspectes de sous-segmentation (paramètre `LowerSizeFactor`), et en fonction du nombre de voisins (paramètre `LowerSizeNeighborLimit`).

**Re-segmentation de l'ensemble :** Les segments sélectionnés sont isolés et re-segmentés soit sur l'image initiale sans pré-traitement, soit sur l'image de carte de distance à l'intérieur de ces régions (paramètre `LowerSizeReSegmentMethod`). Dans le premier cas, on suppose que les défauts majoritaires proviennent des pré-traitements, dans le second cas on suppose qu'ils étaient là avant, et que l'on souhaite séparer les segments aux endroits de rétrécissement (forme de la cacahuète). La LPE est effectuée avec les mêmes paramètres que la première.

## 1.2.4 Merge

Puis on cherche à corriger le défaut le plus classique (pour une LPE) : la sous-segmentation. On cherche donc à fusionner les segments. Pour cela on effectue les opérations suivantes :

- pré-sélection des candidats à fusionner
- parmi ceux-ci trier ceux qui seront obligatoirement fusionnés,
- pour les autres, éliminer les fusions impossibles
- répertorier les fusions possibles

- éliminer la merging with poor results
- if there is no more merging after filtering, pull out the fiber

For all other fibers, take the best merging that results in the best compactness for the merged segments.

The important points are detailed hereafter:

#### Remarks on compactness

The compactness that is used is the most common. For an object with perimeter  $P$  and surface  $S$ , the criteria is  $P^2/S$ . The perimeter is computed as the 4-connected border, it is defined for all pixel objects having an 8-connected neighborhood with the background (defined here as the rest of the image). The surface is the object itself.

However, this simple criteria is not invariant to scale. We can show that for simple shapes, the criteria is increasing with size, instead of being constant. But the average increase in only in  $1/m^2$ , with  $m$  being the diameter of the object (here, for a sphere in 4-connectivity). This criteria is still reasonable, but more subtle to deal with when comparing object of various sizes.

One have to note that for the first trials on a distorted image we should either compensate for them, or take into account the spatially variant anisotropy: we would over-estimate both the border and the surface on the borders of the image.

#### Selection of the too small detected fibers

The selection has 2 steps. The first one is the selection of the potential segments for merging using a threshold on size. We use the parameter `[underSizeFactor]` that is a multiplicative factor of the mean size, and that is generally lower than 1. The second step is the selection among those segments of the ones that will be merge, et the ones that won't.

#### Mandatorily merged segments

The selection of the segments (or fibers) that will mandatorily be merged is done in the space (number of neighbors)  $\times$  (normalized size). The size is normalized against the average (we divide all the sizes by the average size). The number of neighbors is computed using 8-connectivity.

Figures 1.2 and 1.3 show the joint histogram of the normalized size and the number of neighbors for each fiber. We remark that their exists a main axis centered on the line linking the point of interest (6.1), (8.2), and (5.5). Those points can be explained geometrically as indicated on figure 1.4.

This axis is a natural axis for the hexagonal structure of the fibers in this space. If we orient this space, the little fiber will be located towards a lower number of neighbors, and towards smaller fibers. We fix a linear border to select the too small detected fibers. After a few tests on real images of the November 2001 database, and depending on the preliminary results of [7], we choose a line defined by the points (6.1/3) 3.1). The parameters of this line are given by the equation  $y = mx + p$  with  $m$  the slope `[underSizeMandatoryMergeSlope]` and  $p$  the intercept `[underSizeMandatoryMergeOffset]`. All points below this line will be fused, and won't go through the filters described hereafter.

#### Filtering the potential merging

We define filtering here a process to remove possible merging. There are 3 possible filters.

- éliminer les fusions donnant de mauvais résultats
- si il n'a pas de fusion après filtrage, retirer la fibre des fibres à fusionner
- pour toutes les fibres restantes, prendre le meilleur fusion au sens de la compacité des segments fusionnés.

Les points importants sont détaillés ci-après.

#### Remarques sur la compacité

La compacité utilisée est le critère le plus simple existant. Pour un objet de périmètre  $P$  et de surface  $S$ , le critère est  $P^2/S$ . Le périmètre est pris comme étant la frontière de l'objet 4-connexe, et la surface est tout le reste de l'image. La surface est simplement l'objet lui-même.

Cependant, ce critère n'est pas invariant à l'échelle. On peut montrer que pour des formes simples, le critère est croissant avec la taille de l'objet au lieu d'être invariant. Cette croissance n'est cependant qu'un moyennage en  $1/m^2$ , avec  $m$  la diamètre de l'objet (ici, pour une boule en 4-connectivité). On critère reste donc tout de même assez raisonnable, mais plus délicat à manier dans le cas de la comparaison de la compacité d'objets de tailles différentes.

Il faut remarquer ici que les premiers essais ont été réalisés sur une image déformée par les distorsions, et qu'il faut, pour être plus précis sur l'impact de la distorsion, tenir compte de l'anisotropie et de l'effet de bord. En résumé, nous avons deux problèmes : on a tendance à surestimer à la fois les frontières et la surface sur les bords de l'image.

#### Sélection des fibres détectées trop petites

La sélection s'effectue en deux étapes. On commence par trouver les segments candidats à la fusion avec un seul sur la taille. On utilise le paramètre `[underSizeFactor]` qui est un facteur multiplicatif de la taille moyenne, et qui est généralement inférieur à 1. La deuxième étape est la sélection parmi ces segments lesquels doivent obligatoirement être fusionnés, et lesquels doivent être filtrés.

#### Les segments obligatoirement fusionnés

La sélection des segments (ou fibres) obligatoirement fusionnés s'effectue dans l'espace (nombre de voisins)  $\times$  (taille normalisée). La taille est normalisée par rapport à la moyenne (on divise toutes les tailles par la moyenne des tailles). Le nombre de voisins est calculé en utilisant 8-connectivité.

Figures 1.2 et 1.3 montrent l'histogramme conjugué de la taille normalisée et du nombre de voisins pour chaque fibre. On remarque qu'il existe un axe principal qui est centré sur la droite passant par des points d'intérêt particuliers (6.1), (8.2), et (5.5). Ces points peuvent s'expliquer géométriquement, comme indiqué sur la figure 1.4.

Cet axe est donc un axe naturel de la structure hexagonale des fibres dans cet espace. En s'orientant sur cet axe, les petites fibres se situent vers un nombre de voisins faibles et d'une taille faible. On fixe une frontière linéaire pour sélectionner les fibres trop petites. Après quelques tests sur des images réelles de la base de données novembre 2001 et en fonction des résultats préliminaires de [7], on a choisi une droite passant par les points (6.1/3) 3.1). Les paramètres de cette droite sont données sous la forme  $y = mx + p$ , avec  $m$  la pente `[underSizeMandatoryMergeSlope]` et  $p$  l'ordonnée à l'origine `[underSizeMandatoryMergeOffset]`. Tous les points en dessous de la droite sont fusionnés obligatoirement, et ne vont donc pas passer par les autres filtres décrits dans la section suivante. Les autres fibres sont par contre filtrées comme suit.

#### Filtrage des fusions possibles

On entend par filtrage ici un procédé qui retire certaines fusions. Il existe trois filtres possibles.

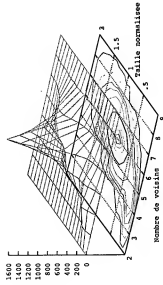


FIG. 1.2 – Vue 3d de l'histogramme 2d conjugué de la taille normalisée et du nombre de voisins pour un objet. On peut observer la forme du graphique : les lignes sont centrées autour de 6 voisins et de la moyenne de la taille des fibres.

**Filtrage sur la taille de la fusion :** (paramètre `[underSizeFilterSize_]`) on élimine les fibres de la fusion dont la taille est inférieure à la taille moyenne.

**Filtrage sur la compacité totale :** (paramètre `[underSizeFilterCompact_]`) on élimine les fibres dont la compacité totale dépasse un seuil fixé par le paramètre `[underSizeFilterCompactMax_]`, qui est pris comme facteur multiplicatif de l'arrêt ajouté à la taille moyenne.

**Filtrage sur le changement de compacité :** (paramètre `[underSizeFilterMoreCompact_]`) on élimine les fusions qui augmentent la compacité de l'objet avec lequel on veut fusionner.

Dans les paramètres par défaut, on a vu pour le moment que le premier filtre qui semble suffisant dans la plupart des cas. Les autres filtres semblent trop restrictifs et doivent être encore étudiés.

### 1.3 Bloc d'estimation des flux

Le bloc d'estimation des flux comprend plusieurs sous-parties :

estimation du flux vu par chaque fibre : c'est ce que l'on peut récupérer d'une image à l'aide de la détection de fibres,

estimation du fond de l'image : ici le fond désigne les réflexions parasites ou (en incluant) l'obstacle à l'électronique et au détecteur,

soustraction du fond : on retire le fond à l'image;

## Histogram

Normalized size

Number of neighbors

Fig 1.2: 3D view of the 2D joint histogram of the normalized size at the number of neighbors for each fiber. The geodesics are projected below: the lines are centered around 6 neighbors, and the average size.

**Filtering on the merged size:** (parameter `[underSizeFilterSize_]`) we remove the merging the size of which is above a given threshold fixed by `[underSizeFilterSizeMax_]`, and that is a multiplicative factor applied to the average size.

**Filtering on the total compactness:** (parameter `[underSizeFilterCompact_]`) we remove the merging the compactness of which is above a given threshold fixed by parameter `[underSizeFilterCompactMax_]`, that is a multiplicative factor of the standard deviation added to the average size.

**Filtering on the change of compactness:** (parameter

`[underSizeFilterMoreCompact_]`) we remove the merging that increases the compactness of the merged object.

For the default parameters, we use only the first filtering that seems enough in most cases. The other filters seem to be too restrictive and should be studied more.

### 1.3 Flow estimation block

The flow estimation block has subparts:

**Flow estimation as seen by each fiber:** this is what we want to retrieve from an image using the fiber detection;

**Estimation of the image background:** this background is the ghost reflections or (including) the electronic offset of the detector;

**Background subtraction:** we remove the background of the image



Fig 1.3: the geodesics of the 2D joint histogram of the normalized size and the number of neighbors for each fibers. The 3d shape of this histogram is presented on figure 1.2

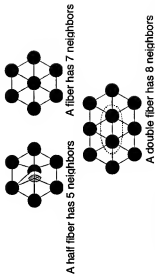


Fig 1.4 - Variability of the number of neighbors depending on the size of the detected fiber.

**Bias correction:** images are often biased, that is there exists a slowly varying background and not a constant background.

The subtraction block is optional, and also the bias correction bloc,

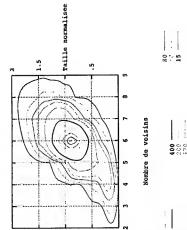


Fig. 1.3 - Lignes de niveau de l'histogramme 2d conjoint de la taille normalisée et du nombre de voisins pour chaque fibre. La forme 3d de cet histogramme est donnée sur la figure 1.2

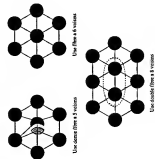


Fig. 1.4 - Variation du nombre de voisins en fonction de la taille du segment détecté comme étant une fibre

correction du biais : les images sont en général biaisées, c'est à dire qu'il existe un fond lentement variable au lieu d'être constant.

Le bloc de soustraction du fond est optionnel, ainsi que celui de la correction du biais.

### 1.3.1 Estimation du flux vu par chaque fibre

Le rapport [7] décrit une méthode pour résoudre les problèmes de saturation de l'image. Ces problèmes vont disparaître avec l'arrivée de l'électronique mi mai 2002. Nous avons donc décidé de passer par une autre méthode pour le moment. Il nous avait semblé évident d'utiliser le flux vu par la moyenne sur les fibres.

Plusieurs améliorations sont envisageables :

- tenir compte du bruit présent dans l'estimateur du max avec la moyenne,
- tenir compte de la dérive de forme du guide d'onde ; on peut constater que les toutes dernières fibres ne sont pas identiques et que l'estimateur du flux devrait s'adapter à la forme exacte de la fibre,
- vérifier les problèmes possibles liés à la zone lisse-fibre, en fonction de la tâche forcée sur l'entrée du guide,
- et plus généralement récupérer le modèle complet d'injection et de retour du spot décrit dans [7].

Ces améliorations peuvent être étudiées, mais ne sont pas prioritaires pour le moment.

### 1.3.2 Estimation ou utilisation du fond, puis soustraction

Le fond peut avoir plusieurs sources : celles-ci sont décrites dans les mémos [7, 2, 7]. En résumé, nous devons nous occuper de deux types de fond : celui qui provient de la chaîne de numérisation, compris sur les bords de l'image, et celui qui provient de la chaîne de mesure, compris sur la zone lisse-fibre. Si l'offset est dominant sur l'image, on ne peut pas obtenir le fond simplement en retirant l'image, car l'offset dépend du contenu, et n'est donc plus le même. Dans ce cas, on utilise un quantile de l'histogramme ( $\log$  ou  $\log2$ ) pour l'estimer.

Dans le cas contraire, il faut utiliser le fond acquis lorsqu'on retire l'objet à réguler, et le soustraire. On peut alors utiliser le fond acquis pour réguler l'objet, mais on ne peut pas réguler les objets négatifs. L'utilisation d'un salon (cf. [7]) n'est pas retenue car le fond diffus à cet effet est composé majoritairement du signal.

### 1.3.3 Correction du biais

Le biais doit a priori être corrigé sur l'acquisition des taux d'injection (branche de gauche) et sur l'acquisition de l'objet (branche de droite). Pour le premier cas, cela vient du fait que la calibration se fait sur un miroir plat, et que la courbure de champ va réduire la qualité d'injection au retour sur les bords (qui sont décalés). Ce ne serait probablement pas le cas si les bords étaient plats. On peut donc corriger le biais en utilisant le fond diffus sur les bords, et en soustrayant un biais très linéaire quand on se forme au premier.

Dans tous les cas le biais a une symétrie quasi circulaire. L'estimation du biais se fait en divisant l'image en  $N$  blocs de taille fixe, puis en estimant le biais sur chaque bloc. Pour cela il faut considérer la nature de l'objet observé. Dans le cas d'un objet homogène, le biais peut être acquis en prenant la valeur moyenne du médian de l'image. Dans le cas contraire, le biais peut être acquis en prenant la valeur moyenne du médian de l'image. Dans le cas contraire, le biais peut être acquis en prenant la valeur moyenne du médian de l'image.

On obtient alors une image de taille  $N$  qui est utilisée avec une interpolation pour trouver la valeur du biais vu par chaque fibre. On utilise pour le moment une interpolation bilinéaire, mais on peut utiliser une interpolation cubique. L'interpolation bilinéaire est compliquée à implémenter en spline. On peut remarquer que le biais peut être estimé plus finement avec d'autres méthodes plus sophistiquées qu'il faudrait étudier. Notre méthode reste cependant rapide et semble suffisante.

Une fois le biais estimé, il faut diviser l'image par son biais. Il faut penser à vérifier que le biais est bien supérieur à un et ne pas multiplier en fait. Dans le cas de l'image de calibration, on va

### 1.3.1 Flow estimation for each fiber

The report [7] describes a method to compensate for saturation issues on images. Those problems will be solved by the new electronics arriving mid may, 2002. Therefore we have decided to stop investigating this path for now. The flow is estimated using only one averaging.

Several enhancements are possible:

- consider the Poisson noise in the max estimator using an averaging,
- take into account the drift of the fiber bundle; all fibers are different, and the flow estimation should be adapted to each fiber,
- check possible issues due to the fiber-core spacing, depending on the focal spot on the fiber bundle,
- more generic: use the complete model for the injection and the backscattering of the laser spot described in [7].

Those enhancements could be studied, but have low priority for now.

### 1.3.2 Background estimation or usage, then subtraction

The background can have several sources: they are described in the memos [7, 2, 7]. To sum up, we call background here all ghost reflections on optics, including the fiber bundle distal end, and the electronic offset of the digital converter.

If the offset is the biggest part on the image, we cannot measure the background simply by subtracting the image because the offset depends on the content, and differs. In this case, we use a percentile of the histogram ( $1/100$  or  $1/1000$ ) for its estimation.

Otherwise, we need to use the acquired background by removing the observed object, and then subtract it. In all cases, we need to threshold the subtraction to avoid any artifacts due to negative outliers. The use of a boiler (cf [7]) is not maintained because the diffusion background is not a main component of the signal.

### 1.3.3 Bias correction

The bias should a priori be compensated on the injection rate acquisition (left hand box) and on the object acquisition (right hand box). In the first case, this comes from the fact that the calibration is done on a plan mirror, and that the field curvature (77) will reduce the injection quality on the back scattering on the borders (not focalized). This should not be the case.

On the object, or in any homogeneous diffusive medium, the injection stay lower on the borders, and this result in a bias very similar to the first one.

In all cases, the bias is a circular symmetry.

The bias estimation is done by dividing the image in NxN blocks with the same size, then estimating the bias on each block. We need to consider the nature of the object observed. In a homogeneous object, the bias can be estimated using the mean or the median value on the block. When there is an object, we need to know if it is darker or lighter than the background. In our cases, the bias is multiplicative and we take a mean operator or a median one (in stead of a max or a min for an additive bias).

We obtain an image of size NxN used in an interpolation to reconstruct the total bias on each fiber. We used a bilinear interpolation. The bilinear image could be completed to implement a cubic spline interpolation. We could note that the bias can be estimated more precisely using other means more subtle. Our method stay fast and seems sufficient.

Once the bias is estimated, we need to divide the image by its bias. We need to check that the bias is above one to avoid multiplication in fact. In the calibration image we [...]



will restore a false dynamic of 1000 levels to avoid any issues with the second division for the calibration of the fiber injection rate. (cf. part 1.4.1).

#### 1.4 Calibration and reconstruction bloc

##### 1.4.1 Injection rate calibration

The flow estimation block on the left is used to have an image representing the calibration rate per fiber. We can use it to restore a 100% injection on all fibers. To do this, we divide the object image by the injection rate after some filtering on the calibration values (greater than 1, with enough dynamics).

##### 1.4.2 Mosaic reconstruction

The mosaic reconstruction is obtained by spreading on all the fiber surface the same flow value estimated after the calibration image.

##### 1.4.3 RBF reconstruction

To do ...

##### 1.5 Results and discussion

The results are visible on the image database...

##### 1.5.1

Figures 1.5 and 1.6 show all steps of the image processing. In this case, the background of the calibration image is estimated, that is why it does not appear on the images. The object background is given. The calibration images, and the object are unbiased. This results was obtained using default parameters. On this example, we note that the bias images have not the usual circular symmetry. The reason is that the main bias comes from the detector saturation resulting in a new additive background, not present in our first estimations, but the nature of which was attenuated by the processing.

##### 1.5.2 Discussion

Numerous ideas of improvements have been proposed in this chapter. Some of them are more important than others. Here is the proposition of ideas by decreasing order of importance :

Reconstruction using Radial Basis Functions : this should result in smoother images, and allow for further processing

Remove the image zoom : the zoom is useful to lower the effect of the numerical opening before the watershed. We need to find the equivalent operation on an unbiased image. An hypothesis to dig is that it would be equivalent with an opening using a cross-shape structuring element (?).

Fiber detection auto-control : to know if the detection is correct, or to check if the calibration need to be re-estimated on an acquisition.

Background auto-control : to know if the proposed background is correct, or if it needs to be re-estimated. In this case, the background is not given, do we need one ?

établir une dynamique fictive sur 1000 niveaux afin de ne pas avoir de problèmes avec la seconde division pour la calibration du taux d'injection (cf. partie 1.4.1).

#### 1.4 Bloc de calibration et reconstruction

##### 1.4.1 Calibration des taux d'injection

Le bloc d'estimation du flux de gauche permet d'obtenir une image des taux de calibration fibre à fibre. On peut donc utiliser pour établir une injection de 100% sur toutes les fibres. Pour cela on divise l'image de l'objet par l'image du taux d'injection, après avoir pris quelques précautions sur les valeurs de la calibration (supérieures à 1, avec suffisamment de dynamique).

##### 1.4.2 Reconstruction mosaïque

La reconstruction mosaïque s'effectue en répartissant sur toute la surface de chaque fibre la valeur estimée du flux prise après l'image de calibration.

##### 1.4.3 Reconstruction par RBF

A faire...

#### 1.5 Résultats et discussion

Les résultats sont visibles dans la base de données d'images...

##### 1.5.1 Exemple

Les figures 1.5 et 1.6 illustrent toutes les étapes du traitement de l'image. Dans ce cas de figure, le fond de l'image de calibration des fibres est estimé, c'est pourquoi il n'apparaît pas sur les images. Les images de calibration et l'objet sont toutes les deux de-biases. Ce résultat a été obtenu avec les paramètres par défaut. Sur cet exemple, on remarque que les images des biais n'ont pas la symétrie circulaire habituelle. La raison est que la majorité du biais venait en fait de la saturation du détecteur qui se traduisait par un nouveau fond additif non prévu au départ, mais qui est tout de même atténué par les traitements.

##### 1.5.2 Discussion

De nombreuses idées d'améliorations ont été proposées dans ce chapitre. Certaines semblent plus importantes que d'autres. Voici la proposition d'un tri de ces idées par ordre décroissant d'importance :

Reconstruction par base de fonctions radiales : cela permet d'obtenir une image lisse et de faire d'éventuels traitements ultérieurs.

Supprimer le zoom image : le zoom est utile pour diminuer l'effet de l'ouverture numérique. Nous avons besoin de trouver l'équivalent sur l'image non zoomée. Une hypothèse à creuser est que ce serait équivalent à une ouverture avec un élément structurant en croix (?).

Auto-contrôle de la détection des fibres : savoir si la détection est correcte, ou si au cours des acquisitions on arrive à un moment où il faut la refaire.

Auto-contrôle du valeur du fond : savoir si le fond proposé est valable ou si il faut l'estimer. Dans le cas où le fond n'est pas fourni, en fait-il un ?

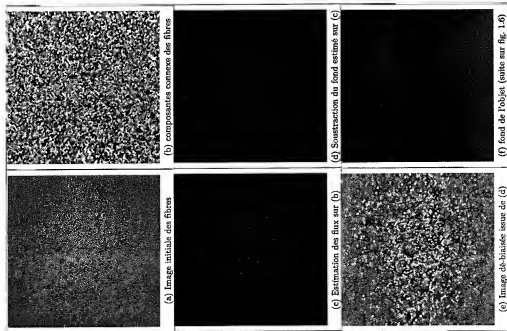


FIG. 1.3 - Étapes intermédiaires de la procédure Image-Cell

(a) Initial image of the fibers (b) connected components of the fibers

(c) flow estimation on (b) - (d) subtraction estimated on (c)

(e) un-biased image from (d) - (f) background of the object (see fig. 1.6)

Fig 1.5 - The different steps of the Imagecell process.

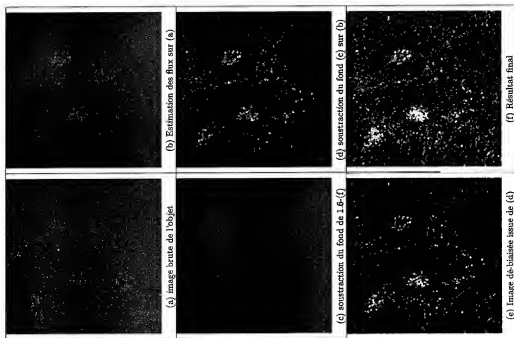


Fig. 1.6 – Etapes intermédiaires de la procédure Image-Cell

(e) unbiased image from (d) - (f) final result

Fig 1.6 Different steps of the imagecell process.

Amélioration continue de la détection des fibres : on devrait pouvoir utiliser les images des objets pour raffiner ou corriger la détection des fibres.  
Estimer le biais avec des splines : le biais est estimé par rééchantillonnage bilinéaire qui produit un effet de bloc qui peut être gênant  
On peut aussi prévoir plusieurs axes de recherche pour des fonctionnalités futures : ce sera le sujet d'un prochain mémo...

Continuous improvement of the fiber detection : we could use only the object images to improve or correct the fiber detection

Bias estimation using splines : the bias is estimated by bi-linear re-sampling that produces a bloc effect that could be embarrassing

We could also anticipate several research axis for future features : this will be addressed in an other report.